



日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2000年12月 8日

出 願 番 号

Application Number:

特願2000-374860

出 願 人

Applicant(s):

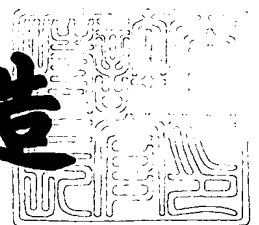
ミノルタ株式会社

RECEIVED
MAR 15 2002
FC 1700

2001年10月19日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

及 川 耕 造



出証番号 出証特2001-3092237

【書類名】 特許願

【整理番号】 174070

【提出日】 平成12年12月 8日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 G01N 37/00

【発明者】

【住所又は居所】 大阪府大阪市中央区安土町二丁目3番13号大阪国際ビル ミノルタ株式会社内

【氏名】 藤井 泰久

【発明者】

【住所又は居所】 大阪府大阪市中央区安土町二丁目3番13号大阪国際ビル ミノルタ株式会社内

【氏名】 山東 康博

【特許出願人】

【識別番号】 000006079

【住所又は居所】 大阪府大阪市中央区安土町二丁目3番13号大阪国際ビル

【氏名又は名称】 ミノルタ株式会社

【代理人】

【識別番号】 100062144

【弁理士】

【氏名又は名称】 青山 葆

【選任した代理人】

【識別番号】 100079245

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊藤 晃

【選任した代理人】

【識別番号】 100114502

【弁理士】

【氏名又は名称】 山本 俊則

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 013262

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【物件名】 委任状 1

【援用の表示】 平成 1 2 年 1 1 月 3 0 日提出の包括委任状

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 マイクロチップ

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 複数の流体をそれぞれ供給することができる複数の供給部と

一つの共通部と、

上記各供給部と上記共通部とを接続する流路であって、上記各供給部に供給された上記各流体が上記共通部まで流れることができる流路と、

上記各供給部に供給された上記各流体について、上記共通部に到達する相対的な時間的前後関係を決定するタイミング決定部とを備えたことを特徴とする、マイクロチップ。

【請求項 2】 上記各供給部に供給された上記各流体を同時に上記共通部に向けて吸い込むための吸引部を備え、

上記流路の寸法・形状により上記タイミング決定部を構成したことを特徴とする、請求項 1 記載のマイクロチップ。

【請求項 3】 上記流路は、上記各供給部にそれぞれ接続された複数の分岐流路を含むことを特徴とする、請求項 1 記載のマイクロチップ

【請求項 4】 1 本の上記流路上に上記各供給部が順に配置されたことを特徴とする、請求項 1 記載のマイクロチップ。

【請求項 5】 請求項 1 乃至 4 記載のマイクロチップを用いる検査装置であって、

上記マイクロチップの共通部内での反応を検出する反応検出手段を備えたことを特徴とする、検査装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、マイクロチップに関し、詳しくは、マイクロ流体システムを応用した検査用のマイクロチップに関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、ロボットを搭載した大型の装置が臨床検査に用いられている。例えば、血漿を分離し、分注器を用いて血漿をキュベットに定量分注し、希釈し、その後、一連の試薬注入、混合、洗浄の動作を複数回（2回～5回程度）繰り返して、検出（主に光検出）を行っている。

【0003】

このような大型装置では、通常、患者から約10mリットルの血液を採取し、それを遠心分離器にかけて血漿を分離し、採取するため、血液量のロスが大きく、また時間もかかる。

【0004】

また、ロボットは、1つのキュベットを使い、分抽器を大型のアームで複数の異なった試薬容器、洗浄液容器のところまで移動させて採取し、再びキュベットのところに移動し注入し、攪拌反応させ、洗浄するという一連の動作を繰り返し行っている。そのため、検査の時間のロスが大きい。エネルギーのロスが大きい。

【0005】

また、装置本体の値段が高く、例えば大型の装置の場合には数千万円、処理能力を落とした比較的小型の装置でも数百万円以上である。

【0006】

また、試薬代、廃液処理代が高い。

【0007】

ところで、近年、化学技術やバイオ技術の分野において、マイクロマシン技術、MEMS（マイクロ・エレクトロ・メカニカル・システム、微小電気機械システム）技術を用いて化学分析システムを小型化したマイクロ流体システムの研究開発が、欧米を中心として活発化してきている。

【0008】

その背景には、大量の試薬の組み合わせの中から目標の薬品を探索する新薬開発に代表される化学技術分野や、DNA解析に代表されるバイオ技術分野において、微量流体を精密に、しかも高速に取り扱うニーズが高まっていることがある

【0009】

マイクロ流体システムでは、マイクロ化するだけで単位体積あたりの反応表面積が増大するので、反応時間が大幅に短縮でき、ハイスループットが実現でき、流量の精密な制御が可能であり、微量なので流体の温度を均一に保つのが容易であり、熱容量が小さいので温度の精密な制御が可能であり、爆発の危機を伴うような反応を安全に行え、試薬の使用量及び廃液を大幅に削減できるなど、多くの効果が得られる。

【0010】

このように、マイクロ流体システムは、化学産業、医療産業、製薬産業、バイオ関連技術産業、食品関連産業、農業技術など、極めて多くの産業に大きな影響を与えるものと考えられる。

【0011】

このマイクロ流体システムの研究開発の主流は、特定用途向けに、シリコン基板、ガラス基板等の一枚のチップ上に、マイクロ流路、マイクロリアクタ、マイクロポンプ等のシステム構成デバイスからなる微小流路を形成し、その中で連続的に混合、反応、分離、検出を行うモノリシック型のものである。これらは、欧州を中心に研究が進められてきたマイクロポンプ、マイクロバルブ等のシステム構成デバイスによる機械式流体制御機構を持つタイプのものと、米国を中心に研究が進められてきた電気浸透現象を利用したキャピラリ泳動型のものに大別される。

【0012】

例えば、NIKKEI MICRODEVICE 2000年7月号 第88～97頁には、シリコン基板上にマイクロプラズマ電源、キャピラリー、マイクロポンプ、濾過器、マイクロ分光器、集積回路、検出回路を1チップ上に搭載したヘルスケアデバイスの概念が示されている。

【0013】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、具体的な構成は提案されていない。

【 0 0 1 4 】

したがって、本発明が解決しようとする技術的課題は、マイクロ流体システムを応用した検査用のマイクロチップの具体的な構成を提供することである。

【 0 0 1 5 】

【課題を解決するための手段および作用・効果】

本発明は、上記技術的課題を解決するために、以下の構成のマイクロチップを提供する。

【 0 0 1 6 】

マイクロチップは、複数の流体をそれぞれ供給することができる複数の供給部と、一つの共通部と、上記各供給部と上記共通部とを接続する流路であって、上記各供給部に供給された上記各流体が上記共通部まで流れることができる流路と、上記各供給部に供給された上記各流体について、上記共通部に到達する相対的な時間的前後関係を決定するタイミング決定部とを備える。

【 0 0 1 7 】

上記構成によれば、後述するように種々の態様で構成することができるタイミング決定部により、各供給部に供給された各流体は所定のタイミングで共通部に流れ込む。つまり、各流体が必ず一点（共通部）を通るようにすることができる。

【 0 0 1 8 】

上記構成によれば、例えば、供給部から検体、試薬、洗浄液等を所定のタイミングで共通部に流し、化学的あるいは物理的な反応を生じさせ、その反応を検出したり、反応物を抽出したりすることができる。なお、必要に応じて、流路や共通部の適宜位置に、フィルターなどの血漿分離機構、カートリッジ、ポンプ、固定化酵素、センシング機構等を配置すればよい。

【 0 0 1 9 】

上記構成によれば、反応を生じさせるために必要な大部分の機構は、マイクロチップに配置することができる。そして、マイクロチップに、時間要素を決める構成要素としてタイミング決定部を設け、制御可能に配置する。

【 0 0 2 0 】

したがって、微小量の検体を用い、短時間で反応させ、検査装置を小型化し、検査コストを低減することが可能である。

【 0 0 2 1 】

好ましくは、上記各供給部に供給された上記各流体を同時に上記共通部に向けて吸い込むための吸引部を備える。上記流路の寸法・形状により上記タイミング決定部を構成する。

【 0 0 2 2 】

上記構成において、吸引部は、例えば、共通部内又はその前後に流体を送るためのマイクロポンプを設けたり、マイクロチップの外部から吸引するために共通部に接続された吸引口を設けたりすればよい。

【 0 0 2 3 】

上記構成において、流路の寸法・形状、すなわち各供給部から共通部までの経路の長さ、湾曲、合流位置など、流路断面の寸法・形状などを適宜に選択することにより、各供給部に供給された各流体が同時に共通部に向けて吸引されたときに、各流体が共通部に到達するまでの時間や量を制御することができる。つまり、マイクロチップ自体の構成だけにより、各流体が共通部に達するタイミングを決定することができる。

【 0 0 2 4 】

好ましくは、上記流路は、上記各供給部にそれぞれ接続された複数の分岐流路を含む。

【 0 0 2 5 】

上記構成によれば、供給部から検体、試薬、洗浄液等を流し、反応や洗浄を行う回数分だけ分岐流路を持つようにすることができる。分岐流路にマイクロポンプや開閉弁等を配置することにより、各流体が共通部に達するタイミングや量を、より精密に制御することが可能である。

【 0 0 2 6 】

好ましくは、1本の上記流路上に上記各供給部が順に配置される。

【 0 0 2 7 】

上記構成によれば、各供給部の配置順序と各供給部間の流路の寸法・形状とを

適宜に選択することによって、各供給部に供給された各流体が共通部に達する相対的な時間的前後関係を決定することができる。流路は分岐しないので、構成が簡単になる。

【 0 0 2 8 】

好ましくは、上記共通部は、検体を吸着する検出部と、該検出部から上記流体を排出する排出部とを含む。

【 0 0 2 9 】

上記構成によれば、供給部から検体、試薬、洗浄液等を所定のタイミングで共通部に流し、検出部で検体を捕らえ、検出部で検体について化学的あるいは物理的な反応を生じさせ、その反応を検出することができる。排出部により、検出部から過剰な試薬を除去したり、検出部を洗浄液で洗浄したりすることができる。したがって、種々の方法の検査に広く用いることが可能となる。

【 0 0 3 0 】

また、本発明は、上記各構成のマイクロチップを用いる検査装置を提供する。この検査装置は、上記マイクロチップの共通部内での反応を検出する反応検出手段を備える。

【 0 0 3 1 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態に係るマイクロチップについて、図面を参照しながら説明する。

【 0 0 3 2 】

まず、マイクロチップの基本的な構成について、図 9 を参照しながら説明する。

【 0 0 3 3 】

図 9 (a) の断面図に示すように、マイクロチップ 7 0 は、大略、カバー 7 0 a と、微小な流路 7 6 が形成された基板 7 0 b とを備える。検体は、液流入口 7 2 から分離フィルター 7 3 を介して流路 7 6 に流され、検体固定部 7 8 で反応成分が吸着され、残りの液は、液排出口 7 9 から排出される。流路 7 6 の適宜位置には、例えば $PZT [Pb(Zr, Ti)O_3]$ 7 4 でカバー 7 0 a を振動させ

ユニモルフ駆動により送液を行うディフューザー型のマイクロポンプが配置されている。

【 0 0 3 4 】

図 9 (b) の平面構成図に示すように、流路 7 6 は枝分れする構成となっていて、各端部には、検体を供給するための検体入口 8 0 と、試薬を供給するための 2 つの試薬入口 8 2, 8 4 と、液を排出するための液出口 8 6 とが設けられている。流路 7 6 の液出口 8 6 側 (幹部分) には、検体固定部 7 8 が設けられ、マイクロチップ 7 0 を装填する不図示の検査装置の検出部 6 により、検体固定部 7 8 での反応を検出できるようになっている。流路 7 6 の検体入口 8 0 および試薬入口 8 2, 8 4 側 (枝部分) には、検体および試薬を液出口 8 6 に向けて所定のタイミングで流すためのマイクロポンプ 9 0, 9 2, 9 4 が設けられている。試薬入口 8 2, 8 4 側の流路が検体入口 8 0 側の流路と合流する部分には、弁 8 3, 8 5 が設けられている。

【 0 0 3 5 】

マイクロチップ 7 0 は、例えば、大型装置エルジア F 7 5 0 を使用して、腫瘍マーカー、感染症、ホルモン、凝固線溶マーカーなどの測定および検査を行うエルジア・F-HB s 抗原抗体反応などの免疫学的測定と同じシーケンスで、検査を行うことができる。

【 0 0 3 6 】

すなわち、まず、検体をマイクロチップの液流入口 7 2 に注入し、分離フィルター 7 3 により血漿分離を行う。分離された血漿は、マイクロポンプ 9 0 で、HB s 抗体が固定された検体固定部 7 8 まで輸送する。微小流路の特徴である自発的拡散により、検体を HB s 抗体と反応させる。次に、液流入口 7 2 から洗浄液を注入し、マイクロポンプ 9 0 で液を送り、流路内を洗浄する。

【 0 0 3 7 】

次に、弁 8 3 を開け、マイクロポンプ 9 2 により、試薬入口 8 2 から POD (ペルオキシターゼ) HB s 抗体 (標識抗体) を支流路から本流路に導き、検体固定部 7 8 に送る。そして、固定化されている HB s 抗体と検体との複合体と、標識抗体とを反応させる。試薬入口 8 2 からから洗浄液を注入し、マイクロポンプ

92で洗浄液を送り、流路内を洗浄する。

【0038】

次に、弁85を開け、マイクロポンプ94により、試薬入口84からHPPA (p-Hydroxyphenylpropionic acid、p-ヒドロキシフェニルプロピオン酸) 基質を支流路から主流路に導く。そして、検体固定部78において、HBs抗体と検体と標識抗体との複合体と反応させる。次に、試薬入口84から洗浄液を注入し、マイクロポンプ94で洗浄液を送り、流路内を洗浄する。

【0039】

最後に、検出部6により、検体固定部78の固定化されているHBs抗体複合体部分からの光を検出し、定量分析を行う。具体的には、光源のレーザー光で標識を励起し、発生した蛍光をフォトディテクターで検出する。

【0040】

この一連のシーケンスの実施は、エルジアだけに限ったものではなく、全ての免疫学的測定や生化学測定にも、チップの流路、血漿分離機構、ポンプ、弁、固定化酵素、センシング機構を、検査シーケンスに応じて所定の位置に配置し、液の動きに応じて作動させることができる。

【0041】

また、図10に示したマイクロチップ71のように、弁をなくし、試薬をカートリッジ82a, 84aにより供給するようにしてもよい。

【0042】

また、洗浄液を専用の流路から流すようにしてもよい。

【0043】

次に、マイクロチップの具体的な構成について、図1～図8を参照しながら説明する。なお、各図において、同じ構成部分には同じ符号を用いている。

【0044】

図1は、免疫学的検査用のマイクロチップ10の構成図である。図中、20～25は液室であり、20, 22には洗浄液、21にはHPPA基質、23には標識抗体、25には検体が、各液室にそれぞれ連通する穴から供給される。26は

、流路に固定化した試薬がある部屋（反応室）で、この部屋で検体と試薬との反応が行われる。反応室 2 6 には、H B s 抗体 3 が固定され、検体中の反応成分（抗原）を吸着するようになっている。2 7 は各液を吸引するための吸引穴である。各液室 2 0 ～ 2 5 と、反応室 2 6 と、吸引穴 2 7 との間は、微小な流路 3 0 ～ 3 7 で接続されている。

【 0 0 4 5 】

吸引穴 2 7 からマイクロシリンジ等で吸引すると、液室 2 0 ～ 2 5 に供給された各液は、流路 3 0 ～ 3 6 を流れ、反応室 2 6 に近い順に反応室 2 6 に到達し、検査のシーケンス通りの手順で反応を行う。過剰な検体や試薬、洗浄後の洗浄液は、流路 3 7、吸引穴 2 7 を通って排出される。

【 0 0 4 6 】

すなわち、まず、液室 2 5 の検体が反応室 2 6 を通り、検体中の抗原が、反応室に固定された H B s 抗体 3 と結合する。

【 0 0 4 7 】

次に、液室 2 4 の洗浄液が反応室 2 6 を流れて洗浄を行い、反応室 2 6 には、H B s 抗体 3 と抗原とが結合した複合体だけが残る。

【 0 0 4 8 】

次に、液室 2 3 の標識抗体が反応室 2 6 を通り、H B s 抗体 3 と抗原との複合体の標識抗体に結合する。

【 0 0 4 9 】

次に、液室 2 2 の洗浄液が反応室 2 6 を通って洗浄を行い、反応室 2 6 には、H B s 抗体 3 と抗原と標識抗体とが結合した複合体だけが残る。

【 0 0 5 0 】

次に、液室 2 1 の H P P A 基質液が反応室 2 6 を通り、H B s 抗体 3 と抗原と標識抗体とが結合した複合体に蛍光物質を生じさせる。

【 0 0 5 1 】

最後に、液室 2 0 の洗浄液を反応室 2 6 に流し、洗浄する。反応室 2 6 には、H P P A 基質との反応による蛍光物質が残る。これに、不図示の検査装置の光源 2 から所定波長（例えば 4 9 5 n m）の光を照射し、発生した蛍光（例えば 5 1

5 nm) を、不図示の検査装置の光検出器 4 で検出する。

【 0 0 5 2 】

マイクロチップ 1 0 は、各々の液室 2 0 ~ 2 5 から反応室 2 6 までの流路 3 0 ~ 3 6 の距離を調整することで、シーケンスの時間的コントロールを行っている。

【 0 0 5 3 】

図 1 のように流路 3 0 ~ 3 6 が本線、支線になっていなくても、図 2 のマイクロチップ 1 1 ように、各液室 2 0 a ~ 2 5 a からの液体がそれぞれ別々の流路 3 0 a ~ 3 5 a を通って反応室 2 6 a に供給されてもよい。この場合も、反応室 2 6 a への時間的コントロールは、流路 3 0 a ~ 3 5 a の長さで決定している。

【 0 0 5 4 】

図 3 のマイクロチップ 1 2 ように、マイクロポンプ 4 0 を流路 3 7 b 内に配置して送液することもできる。マイクロポンプ 4 0 を配置する位置は、流路 3 7 b ではなく、反応室 2 6 の手前の位置 4 1 であってもよい。

【 0 0 5 5 】

図 4 のマイクロチップ 1 3 のように、各液体が単独で流れる各流路 3 0 c ~ 3 5 c にそれぞれポンプ 5 0 ~ 5 5 を配置して送液することもできる。ポンプ 5 0 ~ 5 5 の駆動タイミングにより、より正確な送液タイミングをはかることができる。

【 0 0 5 6 】

図 5 のマイクロチップ 1 4 ように、流路 3 0 d ~ 3 5 d が本線流路 3 6 に合流する手前に弁 6 0 ~ 6 5 を配置してもよい。弁 6 0 ~ 6 5 により各液の送液をオン・オフをすることで、正確なタイミングをはかることができる。

【 0 0 5 7 】

図 6 のマイクロチップ 1 5 ように、各流路 3 0 e ~ 3 5 e に設けるポンプ 5 0 e ~ 5 5 e と弁 6 0 e ~ 6 5 e を組み合わせると、さらに正確な送液ができる。

【 0 0 5 8 】

図 4 ~ 図 6 に示したように各支流にポンプや弁を配置している場合は、図 7 のマイクロチップ 1 6 のように、ポンプ 5 0 f ~ 5 5 f や弁 6 0 f ~ 6 5 f を設け

る各流路 3 0 f ~ 3 5 f の長さを変える必要がない。

【 0 0 5 9 】

なお、図 3 ~ 6 に示した例は、図 1 にだけ適応するものではなく、図 2 の例にも適応できる。

【 0 0 6 0 】

検査の項目や試薬数によって、流路数を変えたり流路長さを変えることで、いろいろな検査に適応することができる。

【 0 0 6 1 】

図 8 のマイクロチップ 1 7 は、流路が一本の場合の例である。2 0 g ~ 2 5 g は液室であり、2 0 g, 2 2 g には洗浄液、2 1 g には H P P A 基質、2 3 g には標識抗体、2 5 g には検体が、それぞれ供給される。検体、試薬、洗浄液は、5 本のピペット等で同時に注入するか、カートリッジのようなものを取り付けることで、供給する。送液は、シリンジで液室 2 0 g ~ 2 5 g の各穴から押しても、あるいは吸引穴 2 7 から引いてもよいし、流路 3 0 g ~ 3 7 g の適宜位置に配置したマイクロポンプを用いてもよい。

【 0 0 6 2 】

以上説明したマイクロチップ 1 0 ~ 1 7, 7 0, 7 1 を用いれば、患者から採取する血液の量を μ リットルオーダー以下と極端に減らし、患者の負担を減らすことができる。また、ミクロな微小空間で、一連のシーケンス（分離、反応、洗浄、検出）を実施することにより、検査時間が早くなる。

【 0 0 6 3 】

また、試薬や廃液の量が少ないので、検査費用を低減することができる。検査装置を小型化することができるので、装置本体の低価格化を図ることができる。

【 0 0 6 4 】

また、装置が小型でエネルギー消費量も少ないので、電池駆動により、いつでも、どこでも検査できるようにすることが可能である。

【 0 0 6 5 】

なお、本発明は上記実施形態に限定されるものではなく、その他種々の態様で実施可能である。

【 0 0 6 6 】

例えば、マイクロチップは、免疫学的検査や生化学検査で抗原抗体反応や酵素反応を用いた検査などに広く用いることができるが、検出方法は励起光により発生した蛍光を検出するものに限らず、例えば液の濁度などを検出してもよい。

【 0 0 6 7 】

また、流路の断面の寸法・形状により適宜な流路抵抗とすることにより、

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明のマイクロチップの構成図である。

【図 2】 第 1 変形例のマイクロチップの構成図である。

【図 3】 第 2 変形例のマイクロチップの構成図である。

【図 4】 第 3 変形例のマイクロチップの構成図である。

【図 5】 第 4 変形例のマイクロチップの構成図である。

【図 6】 第 5 変形例のマイクロチップの構成図である。

【図 7】 第 6 変形例のマイクロチップの構成図である。

【図 8】 第 7 変形例のマイクロチップの構成図である。

【図 9】 本発明のマイクロチップの基本構成図である。

【図 1 0】 変形例の基本構成図である。

【符号の説明】

1 0 ～ 1 8, 7 0, 7 1 マイクロチップ

2 0 ～ 2 5, 2 0 a ～ 2 5 a, 2 0 g ～ 2 5 g 液室（供給部）

2 6, 2 6 a, 2 6 g 反応室（共通部、検出部）

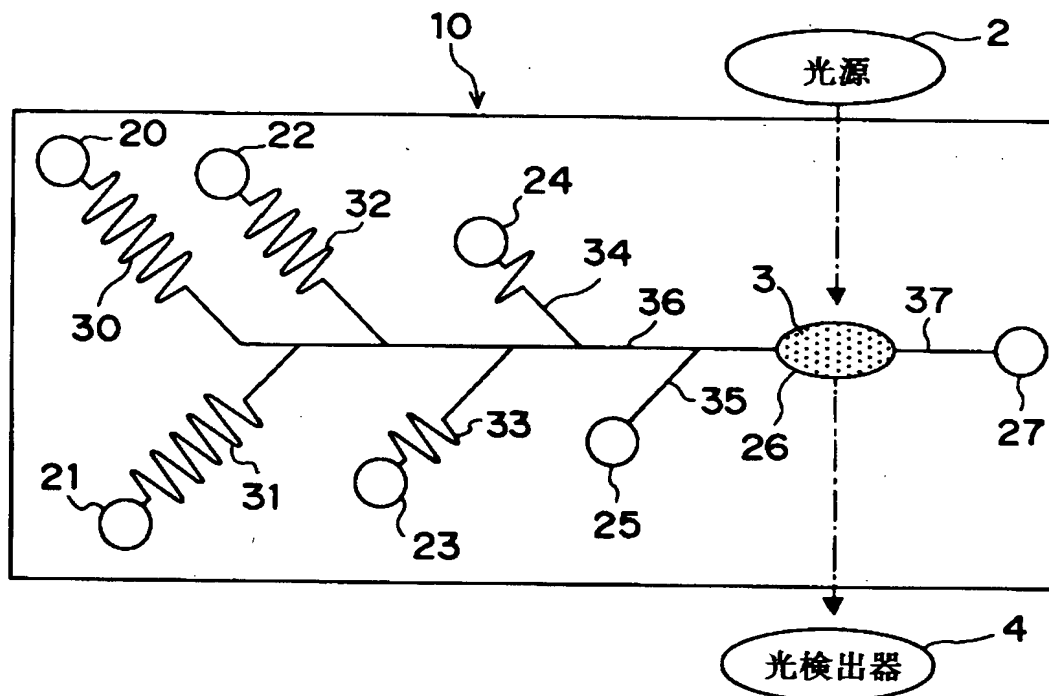
2 7 吸引穴（吸引部、排出部）

3 0 ～ 3 6, 3 0 a ～ 3 6 a, 3 0 c ～ 3 6 c, 3 0 d ～ 3 6 d, 3 0 e ～ 3 6 e, 3 0 f ～ 3 6 f, 3 0 g ～ 3 6 g 流路（タイミング決定部）

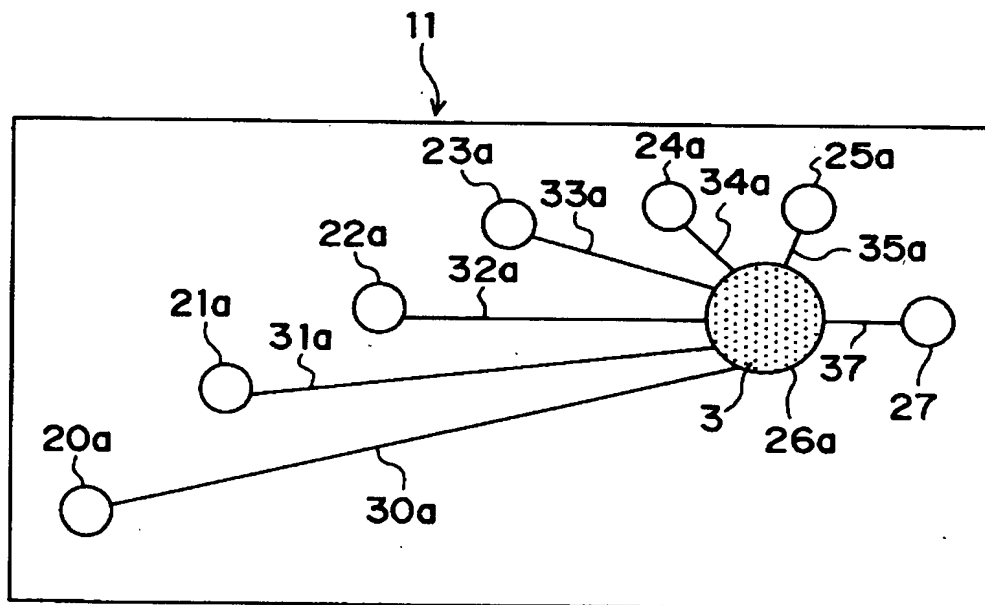
3 7, 3 7 b 流路

【書類名】 図面

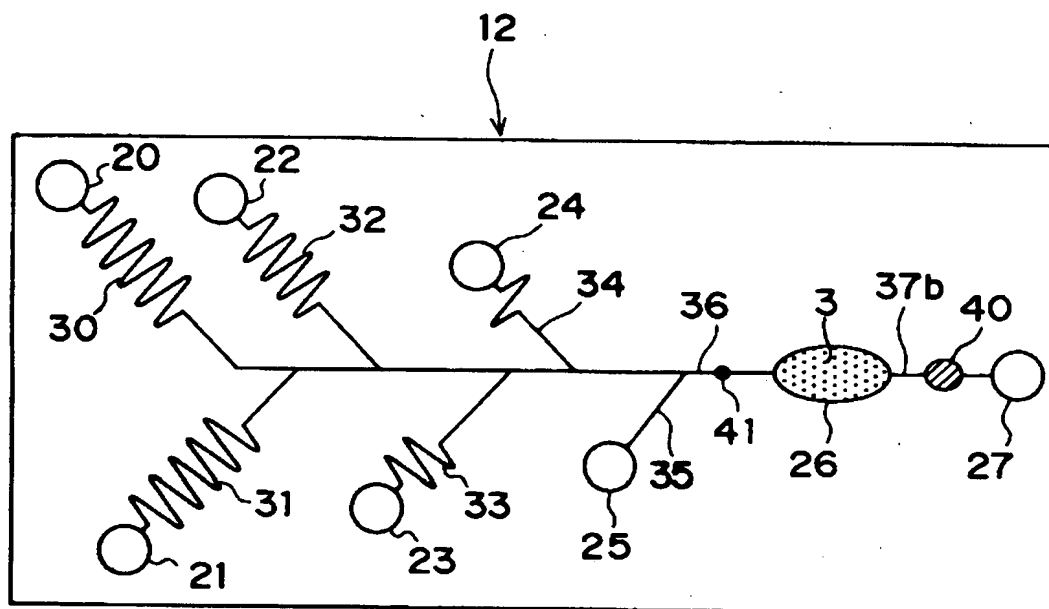
【図 1】



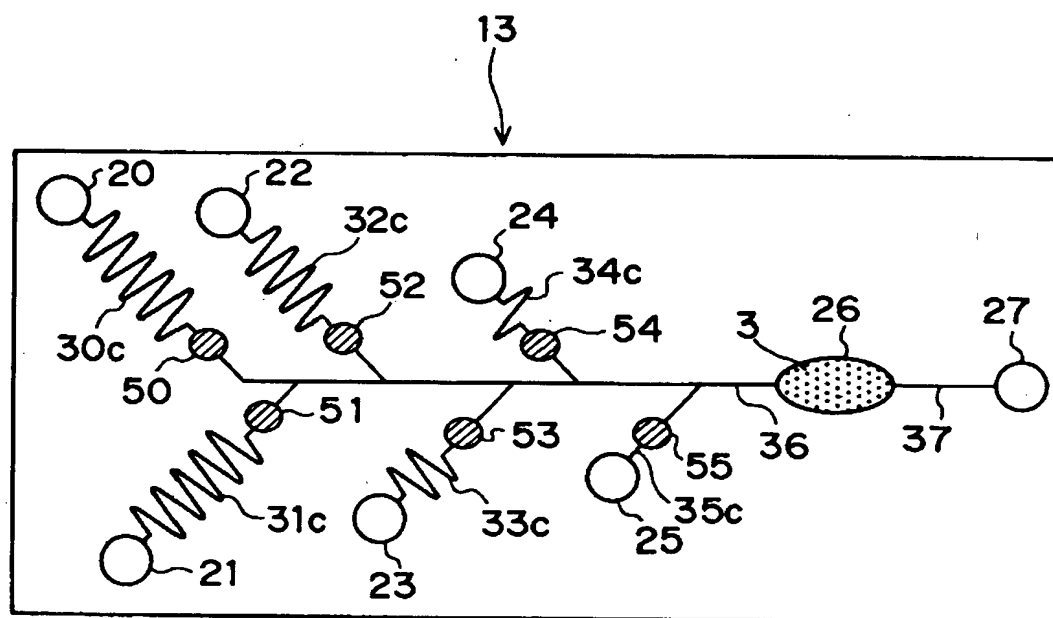
【図 2】



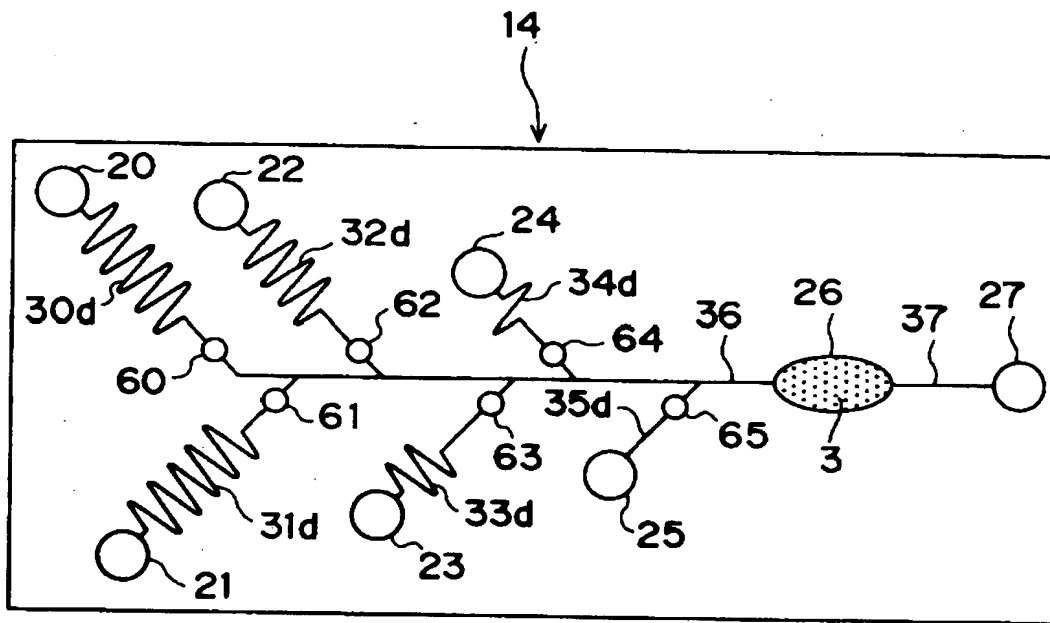
【図 3】



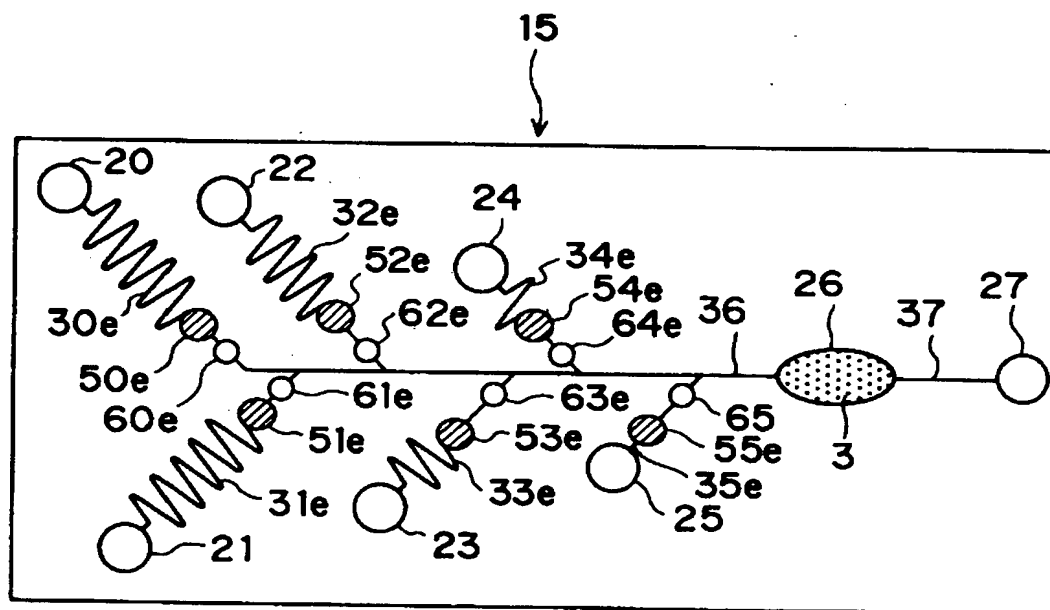
【図 4】



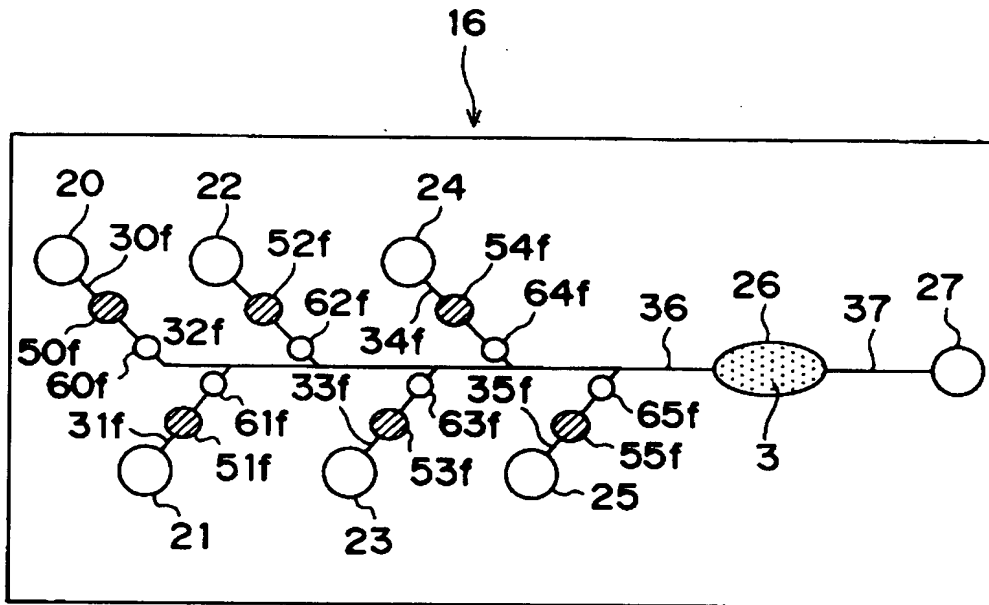
【図 5】



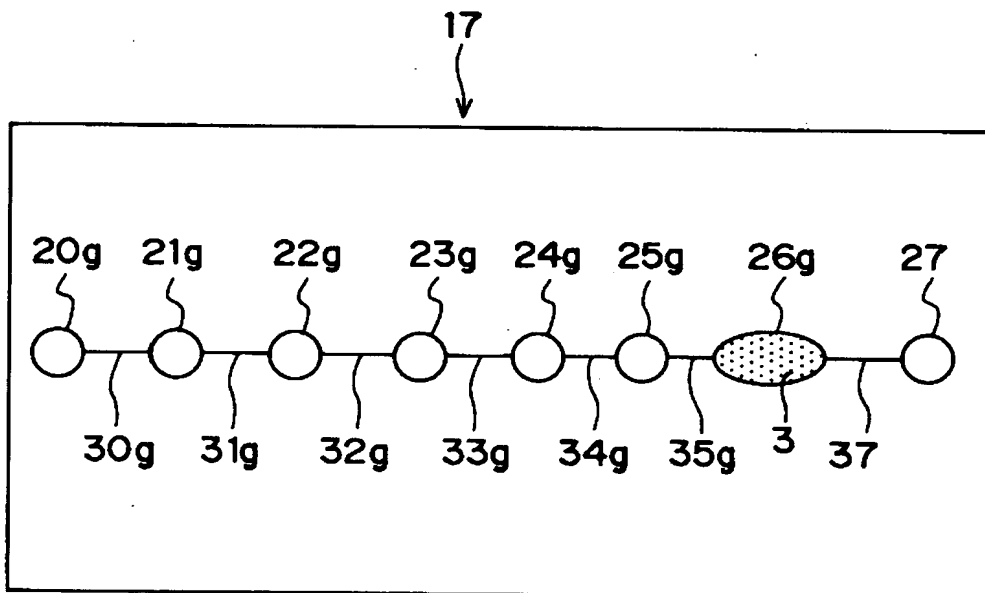
【図 6】



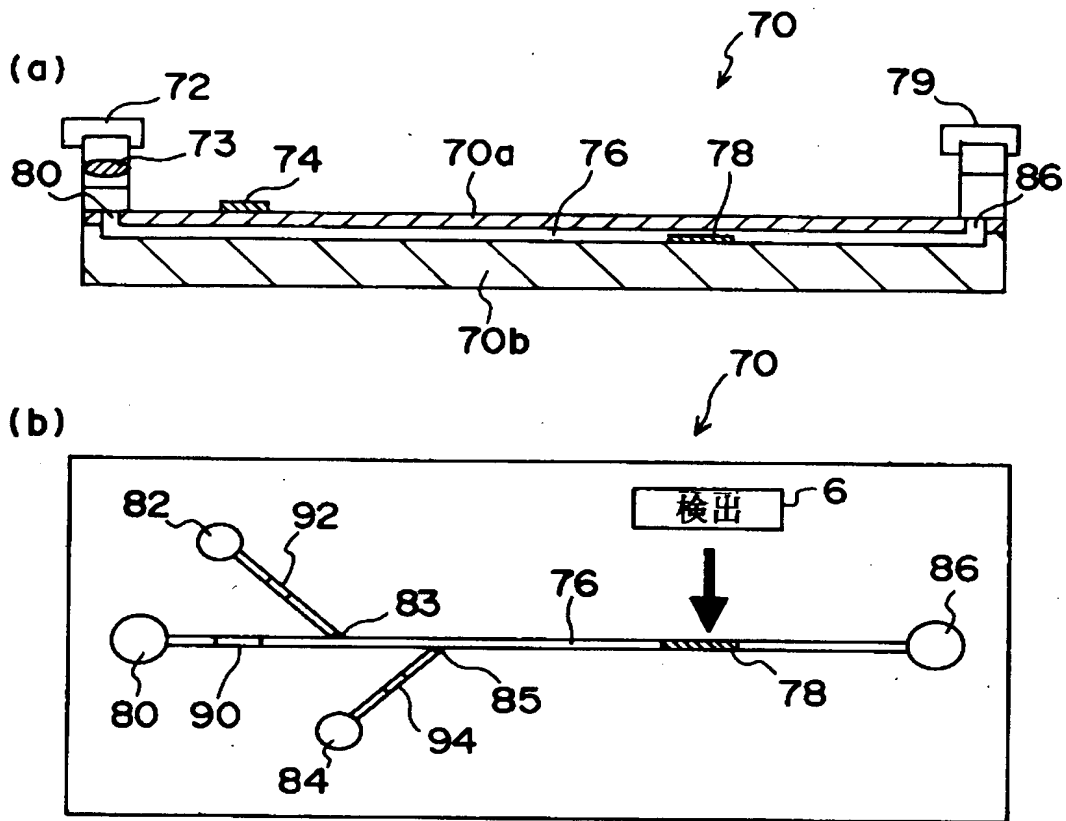
【図 7】



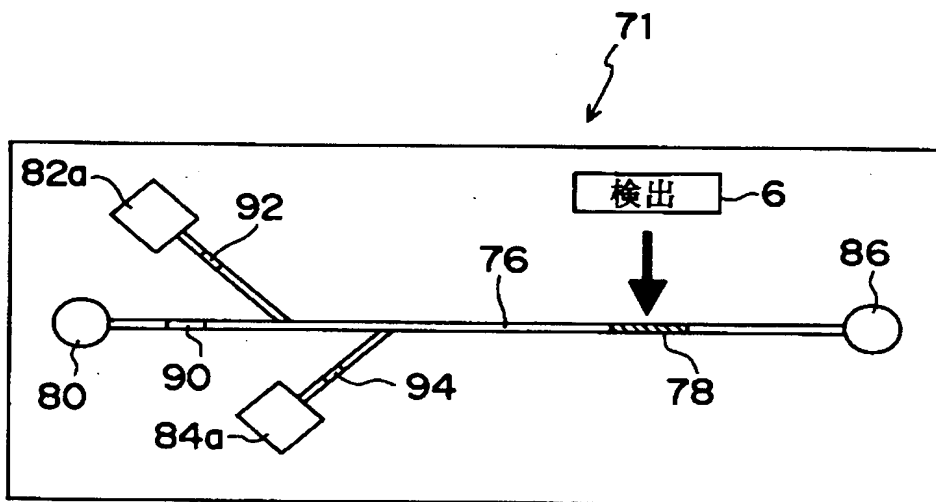
【図 8】



【図9】



【図10】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 マイクロ流体システムを応用した検査用のマイクロチップの具体的な構成を提供する。

【解決手段】 複数の流体をそれぞれ供給することができる複数の供給部 2 0 ～ 2 5 と、一つの共通部 2 6 と、各供給部 2 0 ～ 2 5 と共通部 2 6 とを接続する流路 3 0 ～ 3 6 であって、各供給部 2 0 ～ 2 5 に供給された各流体が共通部 2 6 まで流れることができる流路 3 0 ～ 3 6 と、各供給部 2 6 に供給された各流体について、共通部 2 6 に到達する相対的な時間的前後関係を決定するタイミング決定部 3 0 ～ 3 6 とを備える。

【選択図】 図 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000006079]

1. 変更年月日 1994年 7月20日

[変更理由] 名称変更

住 所 大阪府大阪市中央区安土町二丁目3番13号 大阪国際ビル
氏 名 ミノルタ株式会社